[®] Offenlegungsschrift[®] DE 3328862 A1

(5) Int. Cl. 3: G 01 N 21/25

G 01 N 33/48 G 01 J 3/28



DEUTSCHES PATENTAMT

 (21) Aktenzeichen:
 P 33 28 862.3

 (22) Anmeldetag:
 10. 8.83

 (43) Offenlegungstag:
 28. 2.85

(7) Anmelder:

Siemens AG, 1000 Berlin und 8000 München, DE

61) Zusatz zu: P 32 34 388.4

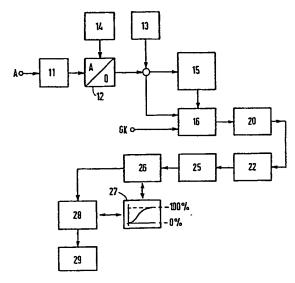
② Erfinder:

Brunner, Manfred; Ellermann, Regina, 8520 Erlangen, DE; Kessler, Manfred, Prof., 8520 Buckenhof, DE



Verfahren und Vorrichtung zur Gewebefotometrie, insbesondere zur quantitativen Ermittlung der Blut-Sauerstoff-Sättigung aus fotometrischen Meßwerten

Die Erfindung bezieht sich auf ein Verfahren und eine Vorrichtung zur Gewebefotometrie, insbesondere zur quantitativen Ermittlung der Blut-Sauerstoff-Sättigung aus fotometrischen Meßwerten, welche mittels eines Fotometers mit Monochromator periodisch gewonnen werden. Bisher konnten aus fotometrischen Spektren im wesentlichen nur qualitative Aussagen abgeleitet werden. Gemäß der Erfindung wird aus der periodischen Signalfolge ein erstes Spektrum herausgegriffen, anhand eines wählbaren Gütekriteriums eine vorgegebene Anzahl weiterer Spektren ausgewählt, eine Fourier-Transformation der Spektren in den Frequenzraum vorgenommen und anhand von Signalen im Fourier-Spektrum durch Vergleich mit einer vorgegebenen Eichkurve der charakteristische Wert einer Meßprobe, insbesondere die Blutsauerstoffsättigung ermittelt. Die zugehörige Vorrichtung mit einer Auswerteschaltung umfaßt dabei wenigstens eine Auswahleinheit, eine Einheit zur Fourier-Transformation und einen Signalselektor.



Patentansprüche

- Verfahren zur Gewebefotometrie, insbesondere zur quantitativen Ermittlung der Blut-Sauerstoff-Sättigung aus fotometrischen Meßwerten, welche bei einer Meßprobe mittels eines Fotometers mit Monochromator periodisch gewonnen werden, dad urch gekenn-zeichnet, daß
- 10 a) aus der periodischen Signalfolge ein erstes Spektrum herausgegriffen wird,
 - b) anhand eines wählbaren Gütekriteriums eine vorgegebene Anzahl weiterer Spektren ausgewählt wird,
 - c) eine Fourier-Transformation der Spektren in den Frequenzraum vorgenommen wird und
- d) anhand von Signalmerkmalen im Fourier-Spektrum
 durch Vergleich mit einer vorgegebenen Eichkurve
 der charakteristische Wert der Meßprobe, insbesondere die Blutsauerstoffsättigung, ermittelt
 wird.
- 25 2. Verfahren nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß für den Verfahrensschritt a) das erste Spektrum mittels eines Triggerimpulses abgeleitet wird.
- 30 3. Verfahren nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß das Gütekriterium bei Verfahrensschrittb) einen Formvergleich der Spektren beinhaltet.

- 12 VPA 82 P 8527 01 DE
- 4. Verfahren nach Anspruch 3, dadurch gekennzeichnet, daß der Formvergleich nach Digitalisierung der Spektrendaten erfolgt.
- 5 5. Verfahren nach Anspruch 4, dadurch gekennzeichnet, daß die Digitalisierung vom Monochromator wellenlängenabhängig gesteuert ist.
- 6. Verfahren nach Anspruch 1, dadurch ge10 kennzeichnet, daß das Meßsignal einer Störungsreduktion unterzogen wird.
- 7. Verfahren nach Anspruch 6, dadurch gekennzeichnet, daß die Störungsreduktion 15 mittels selektiver Addition und anschließender Mittelung (sog. averaging) erfolgt.
- 8. Verfahren nach Anspruch 7, dadurch gekennzeichnet, daß für die selektive 20 Addition zwischen 15 und 60 Spektren, vorzugsweise 30 Spektren, ausgewählt werden.
- 9. Verfahren nach Anspruch 1, dadurch ge-kennzeich net, daß für Verfahrensschritt
 25 d) als Signalmerkmal die Amplituden bestimmter Frequenzen bzw. Frequenzbereiche herausgegriffen werden.
- 10. Verfahren nach Anspruch 9, dadurch gekennzeichnet, daß die Amplitude eines 30 Maximums herausgegriffen wird.
- 11. Verfahren nach Anspruch 9, dadurch gekennzeichnet, daß das Verhältnis der Summen der Amplituden solcher Frequenzen die oberhalb 35 eines vorgegebenen Signalminimums liegen, zur Summe

- 45 - VPA 82 P 8527 01 DE

der Amplituden derjenigen Frequenzen, die unterhalb des Minimums liegen, als Signalmerkmal herangezogen wird.

- 12. Verfahren nach Anspruch 1, dadurch ge-5 kennzeichnet, daß die Eichkurve durch Korrelation mit einer oxygenierten und einer desoxygenierten Probe ermittelt wird.
- 13. Vorrichtung zur Durchführung des Verfahrens nach
 10 Anspruch 1 oder einem der Ansprüche 2 bis 12, da durch gekennzeichnet, daß die
 Auswerteschaltung wenigstens eine Auswahleinheit (11 16) für die Spektren, eine Einheit zur Fourier-Transformation (25) und einen Signalselektor (26) zum Ver15 gleich der selektierten Merkmale mit einer vorgegebenen
 Eichkurve umfaßt.
- 14. Vorrichtung nach Anspruch 13, dadurch gekennzeich net, daß die Auswahlein-20 heit (11 16) Mittel zum Selektieren der Meßspektren anhand vorgegebener Gütekritieren aufweist.
- 15. Vorrichtung nach Anspruch 13, dadurch gekennzeichnet, daß zusätzliche eine 25 Einheit zur Störungsreduktion (20) vorhanden ist.
 - 16. Vorrichtung nach Anspruch 15, dadurch gekennzeichnet , daß die Einheit zur Störungsreduktion (20) ein Mittelwertbildner ist.

30

17. Vorrichtung nach Anspruch 13, dadurch gekennzeichnet, daß ein Speicher (15) vorhanden ist, in welchem die aufgenommenen Spektren zur weiteren Verarbeitung zwischengespeichert werden.

- 18. Vorrichtung nach Anspruch 13, dad urch gekennzeichnet, daß dem Signalselektor (26) eine Einheit (27) zur rechnerischen Festlegung der Eichkurve zugeordnet ist.
- 19. Vorrichtung nach Ansruch 13, dadurch
 gekennzeichnet, daß vor der Einheit
 zur Fourier-Transformation (25) eine Einrichtung (22)
 zur Spiegelung und/oder Entzerrung der Meßspektren
 10 eingeschaltet ist.
 - 20. Vorrichtung nach Anspruch 13, dadurch gekennzeichnet, daß ein Digital-Rechner zur Auswertung vorhanden ist.
- 21. Vorrichtung nach Anspruch 20, dadurch gekennzeichnet, daß als Digital-Rechner ein Mikroprozessor mit zugehörigem Speicher verwendet wird.

20

15 .

5

25

Unser Zeichen VPA 82 P 8527 O1 DE

Verfahren und Vorrichtung zur Gewebefotometrie, insbe5 sondere zur quantitativen Ermittlung der Blut-Sauerstoff-Sättigung aus fotometrischen Meßwerten

Die Erfindung bezieht sich auf ein Verfahren und eine Vorrichtung zur Gewebefotometrie, insbesondere zur 10 quantitativen Ermittlung der Blut-Sauerstoff-Sättigung aus fotometrischen Meßwerten, gemäß dem Oberbegriff des Patentanspruchs 1.

Für die Sauerstoffversorgung in Körpergeweben spielt der
Oxygenierungsgrad des Sauerstoffträgers Hämoglobin im
Kapillarnetz des Gewebes eine maßgebliche Rolle. Mit
Hilfe der Reflexionsspektroskopie kann aufgrund des
unterschiedlichen Absorptionsverhaltens von oxygeniertem
und desoxygeniertem Hämoglobin prinzipiell eine Aussage

Uber den momentanen Oxygenierungsgrad in den oberflächlich verlaufenden Kapillaren getroffen werden. Es ist
bereits bekannt, Reflexionsspektroskopie als Gewebefotometrie "in vivo" durchzuführen. Dabei wird insbesondere durch den Einsatz von flexiblen Lichtleitern
die Untersuchung in kleinen Arealen möglich, wobei Artefakte durch Bewegungen der Gewebeoberflächen durch kurze
Aufnahmezeiten verhindert werden sollen.

Es sind Lichtleiter-Fotometer vorgeschlagen worden,
30 mit denen Signalspektren einer Gewebeprobe in Abhängigkeit von der Wellenlänge ermittelt werden können. Aus
dem Amplitudenverlauf eines einzelnen Spektrums kann
ein Sachverständiger Aussagen über die Oxygenierung
der Gewebeprobe ableiten.

- 2 - VPA 82 P 8527 01 DE

Allerdings blieben die Aussagen bisher weitgehend auf eine qualitative Deutung der Spektren beschränkt. Aufgabe der Erfindung ist es daher, ein Verfahren anzugeben sowie eine zugehörige Vorrichtung zu schaffen, mit denen quantitative Aussagen über charakteristische Größen von Meßproben gemacht werden können.

Die Aufgabe ist erfindungsgemäß durch die kennzeichnenden Merkmale des Verfahrenshauptanspruches 1 sowie des
10 darauf zurückbezogenen Vorrichtungsanspruches 13 gelöst.
Vorteilhafte Weiterbildungen der Erfindung sind in den
Unteransprüchen angegeben.

Mit der Erfindung lassen sich in überraschend einfacher
15 Weise die bei der Gewebefotometrie periodisch anfallenden Spektren auswerten. Es können nunmehr auch genaue
quantitative Aussagen insbesondere über den Oxygenierungsgrad von Hämoglobin beliebiger Meßproben gemacht
werden. Damit ist nun ein Weg aufgezeigt, mit dem der
20 Einsatz des beschriebenen Verfahrens in die klinische
Praxis entscheidend erleichtert wird.

Weitere Vorteile und Einzelheiten der Erfindung ergeben sich aus der nachfolgenden Figurenbeschreibung anhand 25 der Zeichnung in Verbindung mit den übrigen Unteransprüchen.

Es zeigen:

- Fig. 1 den schematischen Aufbau eines Fotometers mit Spektrometer,
 - Fig. 2 eine Originalkurve zur Gewebefotometrie, die mit dem verwendeten Spektrometer gemessen wurde,

- Fig. 3 das Ergebnis einer Vorverarbeitung für eine oxygenierte und eine desoxygenierte Meßprobe,
- Fig. 4 die zugehörigen Kurven im Frequenzraum,

. 5

- Fig. 5 derartige Kurven zur Darstellung der Kinetik des Desoxygenierungsvorganges,
- Fig. 6 blockschaltbildmäßig eine Vorrichtung zur

 10 Durchführung der anhand der Figuren 2 bis
 5 dargestellten Verfahrensschritte.

In der Figur 1 besteht ein Mikro-Lichtleiter-Fotometer im wesentlichen aus einer Lichtquelle 1, die durch eine 15 Xenon-Höchstdrucklampe realisiert ist. Von der Lichtquelle 1 wird das Licht über ein Filtersystem 2 auf eine Lichtleitfaser 3 von 70 µm Durchmesser als Sendelichtleiter Gewebeprobe P geleitet. Das reflektierte Licht wird über sechs Fasern, die ringförmig um den Sendelichtleiter angeordnet und pauschal mit 4 bezeichnet sind, zu einem Wellenlängenselektor geführt. Letzterer besteht aus einer mittels eines Motors 6 rotierbaren Verlaufsinterferenzfilterscheibe 5 als Monochromator, bei der in Abhängigkeit vom Drehwinkel Licht unterschiedlicher Wellenlänge zwischen 495 nm und 615 nm selektiert wird. Die Interferenzfilterscheibe 5 läßt an der Meßstelle M in Abhängigkeit vom Drehwinkel das

einem Drehwinkel von O bis 180° der Wellenlängenbereich zwischen 495 und 615 nm in aufsteigender Folge und im Bereich von 180 bis 360° in umgekehrter Richtung durchlaufen wird. Die Intensität des transmittierten Lichtes wird von einem Fotomultiplier 7 gemessen und in Form eines analogen Spannungssignals zwecks Auswertung und

Licht verschiedener Wellenlängen passieren, wobei bei

35 weiterer Verrechnung ausgegeben. Das Spannungssignal ge-

- K -

VPA 82 P 8527 01 DE

langt dazu auf eine vorzugsweise digital arbeitende Auswertevorrichtung 10, die weiter unten im einzelnen beschrieben wird. Bei jeder Scheibenumdrehung des Monochromators 5 kann ein Triggerimpuls für die Auswertung abgeleitet werden.

Es ist auch möglich, ein Spektrometer zu verwenden, bei dem das eingestrahlte Licht monochromatisiert und dann das Spektrum periodisch abgescannt wird. Durch Ablei10 tung weiterer Triggerpulse können bestimmte Wellenlängen markiert werden, um die Digitalisierung der Meßsignale wellenlängenabhängig zu steuern.

Der Aufbau der Auswertevorrichtung 10 wird anhand der 15 Figur 6 beschrieben; aus den Figuren 2 bis 5 ergibt sich zunächst im wesentlichen die verfahrensmäßige Behandlung der Meßsignale.

Figur 2 zeigt einerseits, daß das Meßsignal periodisch
20 mit der Rotation der Interferenz-Filterscheibe 5 verläuft und andererseits, daß es von einem starken
Rauschen überlagert wird. Zur weiteren Signalverarbeitung müssen die Signale in einzelne Perioden getrennt
werden. Dabei besteht die Schwierigkeit, daß einerseits
25 die Periodenlänge unbekannt ist und andererseits die
Längen verschiedener Perioden nicht identisch sind.
Letzteres kann beispielsweise durch Schwankungen der
Rotationsgeschwindigkeit der Verlaufsinterferenzfilterscheibe 5 bewirkt werden.

Bei dem vorgeschlagenen Verfahren wird zunächst ein "Referenz-Spektrum" ermittelt. Als Kriterium für die Güte eines solchen Spektrums können u.a. das Signal/Rausch-Verhältnis, die Signalhöhe oder andere Signal-

- 15 - - VPA 82 P 8527 01 DE

eigenschaften herangezogen werden. Durch Vergleich einzelner Spektren anhand der Gütekriterien werden andere geeignete Abschnitte für die Auswertung gefunden. Beispielsweise werden zunächst eine "Referenz-Periode" ermittelt und mittels Korrelation die ähnlichsten Abschnitte gefunden. Dabei kann auch genutzt werden, daß die Interferenzfilterscheibe 5 unabhängig vom Meßsignal bereits eine periodische Grundfunktion erzeugt, deren Maxima bzw. Minima zur Periodenfindung dienen.

Es werden also mit obigem Verfahren aus den Meßspektren einander ähnliche Abschnitte aufgefunden. Zwar ist die Korrelationslänge im wesentlichen durch die Länge des Referenzspektrums bestimmt; es lassen sich aber unterschiedliche Periodenlängen durch Überlappung der Korrelationsfelder kompensieren. Durch letzteren Verfahrensteilschritt kann man also vom Triggerimpuls der Filterscheibe unabhängig werden.

20 Es ergibt sich somit die Möglichkeit, anhand von Gütekriterien aus der großen Anzahl von vorhandenen Spektren eine bestimmte Anzahl Einzelspektren auszuwählen. Diese Einzelspektren können aber noch Störungen, beispielsweise Signalrauschen, aufweisen.

Eine Störungsunterdrückung kann im allgemeinen durch